

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES  
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum  
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum  
15. November 2001 (15.11.2001)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 01/85075 A1**

(51) Internationale Patentklassifikation<sup>7</sup>: A61F 9/013

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP01/04978

(22) Internationales Anmeldedatum:  
3. Mai 2001 (03.05.2001)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:  
100 22 995.6 11. Mai 2000 (11.05.2000) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme  
von US): WAVELIGHT LASER TECHNOLOGIE AG  
[DE/DE]; Am Wolfsmantel 5, 91058 Erlangen (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): MROCHEN, Michael  
[DE/DE]; Bellingrathstrasse 4, 01279 Dresden (DE).  
KAEMMERER, Maik [DE/DE]; Harthaer Strasse 10,  
01161 Dresden (DE). SEILER, Theo [DE/DE]; Walpen-  
reuther Strasse 8, 95239 Zell (DE).

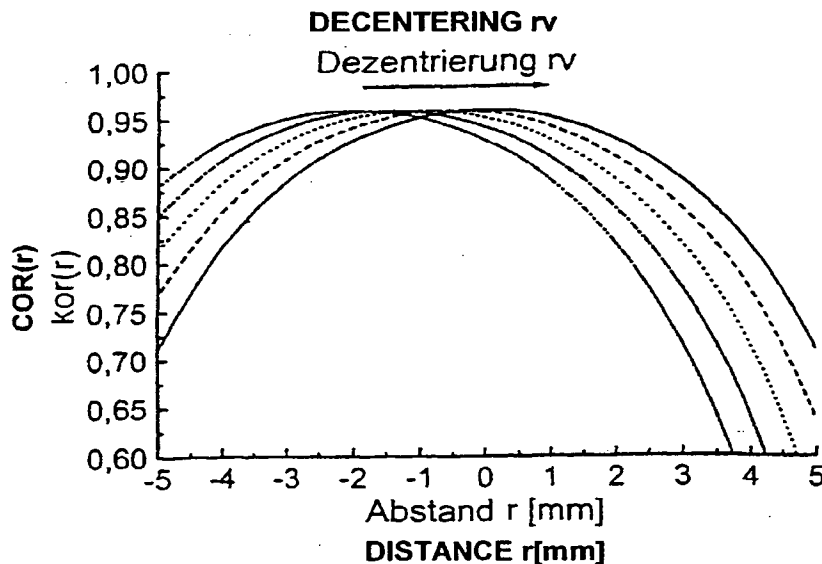
(74) Anwalt: VON HELLFELD, Axel; Wuesthoff &  
Wuesthoff, Schweigerstrasse 2, 81541 München (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (national): AE, AG, AL, AM, AT,  
AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR,  
CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH,  
GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC,  
LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW,  
MX, MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD FOR PRODUCING A CONTROL PROGRAM FOR A DEVICE USED FOR PERFORMING CORNEAL  
EYE SURGERY

(54) Bezeichnung: VERFAHREN ZUM ERZEUGEN EINES STEUERPROGRAMMS FÜR EINE VORRICHTUNG FÜR DIE  
HORNHAUTCHIRURGIE DES AUGES



(57) Abstract: The invention relates to a method for producing a control program according to which a laser beam spot is guided in a locally controlled and time-controlled manner over a cornea to be photorefractively corrected in order to ablate a predetermined ablation profile on the cornea. During the production of the control program, the influence of the angle formed between the laser beam and the surface of the cornea on the energy density of the laser beam spot impinging upon the surface of the cornea and/or on the reflected-away portion of the laser beam energy impinging upon the surface of the cornea is taken into consideration.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]



SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.

- (84) **Bestimmungsstaaten (regional):** ARIPO-Patent (GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), curasisches Patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches Patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI-Patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

**Veröffentlicht:**

- mit internationalem Recherchenbericht
- vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eintreffen

*Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.*

(57) **Zusammenfassung:** Bei einem Verfahren zum Erzeugen eines Steuerprogramms, gemäß dem ein Laserstrahlspot orts- und zeitgesteuert über eine photorefraktiv zu korrigierende Hornhaut geführt wird, um dort ein vorgegebenes Ablationsprofil zu ablatieren, wird bei der Erzeugung des Steuerprogramms der Einfluß des Winkels zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche auf die Energiedichte des auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlspots und/oder auf den wegreflektierten Anteil der auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlenergie berücksichtigt.

Verfahren zum Erzeugen eines Steuerprogramms für eine Vorrichtung für die Hornhautchirurgie des Auges

5 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Erzeugen eines Steuerprogramms, gemäß dem ein Laserstrahlspot (Laserstrahlfleck) orts- und zeitgesteuert über eine zu korrigierende Hornhaut geführt wird, um dort ein vorgegebenes Ablationsprofil zu ablatieren. Die Erfindung betrifft auch einen elektronischen Rechner  
10 und eine Vorrichtung für die Hornhautchirurgie des Auges, bei denen ein mittels des Verfahrens erzeugtes Steuerprogramm eingesetzt wird.

Die photorefraktive Keratektomie (englisch: Photorefractive Keratectomy) ist bisher ein weitgehend etabliertes Verfahren zur  
15 Korrektur von Fehlsichtigkeit niederer Ordnung, also zum Beispiel von Myopie, Hyperopie, Astigmatismus, myopem Astigmatismus und hyperopem Astigmatismus. Der Begriff "phororefraktive Keratektomie (PRK)" wird üblicherweise dahingehend verstanden, daß  
20 damit nur ein Eingriff an der Hornhautoberfläche gemeint ist, nachdem das sog. Hornhautepithel entfernt ist. Nach Entfernung des Epithels liegt die Bowman-Membran bzw. das Hornhautstroma frei und kann mit einem Laser abgetragen werden. Von der PRK im  
25 allgemeinen unterschieden wird das LASIK-Verfahren (Laser In Situ Keratomileusis). Beim LASIK-Verfahren wird zunächst mit einem sog. Mikrokeratom ein ca. 100 µm bis 200 µm dickes Hornhautscheibchen (sog. "Flap") mit einem Durchmesser von 8 bis 10 mm bis auf einen geringen, als "Scharnier" dienenden Rest abgeschnitten. Dieses Scheibchen (Flap) wird zur Seite geklappt, und  
30 danach erfolgt die Ablation (Entfernung) von Material mittels Laserstrahlung direkt im Stroma, also nicht an der Hornhautoberfläche. Nach der Laserbehandlung wird der Dekkel wieder an seinen ursprünglichen Platz zurückgeklappt, und es erfolgt in der Regel eine relativ schnelle Heilung.

35

Die nachfolgend beschriebene Erfindung eignet sich sowohl für die vorstehend erläuterte PRK als auch, insbesondere, für die LASIK-Technik.

5 Bei der PRK und bei LASIK wird Material der Hornhaut abgetragen. Der Abtrag ist eine Funktion der auf die Hornhaut auftreffenden Energiedichte (Energie pro Flächeneinheit) des Laserstrahls. Es sind unterschiedliche Techniken für die Strahlformung und Strahlführung bekannt, so zum Beispiel die sogenannte Schlitz-  
10 Abtastung (slit scanning), bei der die Strahlung mittels eines bewegten Schlitzes über den zu bearbeitenden Bereich geführt wird, das sogenannte Fleck-Abtasten (scanning-spot), bei dem ein Strahlungsfleck mit sehr geringen Abmessungen über das abzutragende Gebiet geführt wird, und auch die sogenannte Vollabtragung  
15 (full-ablation oder wide-field ablation), bei der die Strahlung großflächig über den gesamten abzutragenden Bereich eingestrahlt wird und wobei die Energiedichte sich über das Strahlprofil ändert, um den gewünschten Abtrag der Hornhaut zu erreichen. Der Stand der Technik kennt für die genannten Strahl-Führungen  
20 jeweils geeignete Algorithmen zum Steuern der Strahlung, um die Hornhaut so abzutragen, daß die Cornea schließlich den gewünschten Krümmungsradius erhält.

Das vorstehend bereits erwähnte "Fleck-Abtasten" (scanning-spot) verwendet einen auf einen relativ kleinen Durchmesser  
25 (0,1-2mm) fokussierten Laserstrahl, der mittels einer Strahlführungseinrichtung auf verschiedene Stellen der Hornhaut gerichtet und durch einen sogenannten Abtaster (scanner) sukzessive so bewegt wird, daß letztlich der gewünschte Abtrag von der Cornea  
30 erreicht wird. Die Abtragung erfolgt also gemäß einem sogenannten Ablationsprofil. Bei der PRK und LASIK sind insbesondere sogenannte galvanometrische Abtaster (Scanner) verwendbar (vgl. Aufsatz G.F. Marshall in LASER FOCUS WORLD, Juni 1994, S. 57). Es sind inzwischen auch andere Scan-Techniken bekannt für die  
35 Führung des Laserstrahls.

Nach dem Stand der Technik werden zur Zeit die genannten Fehlsichtigkeiten niederer Ordnung (z.B. Myopie, Hyperopie, Astigmatismus) nach den sogenannten Refraktionsdaten des Patientenauges durchgeführt, d.h. der für das Patientenauge gemessene Dioptrie-Wert bestimmt das Ablationsprofil, gemäß dem Material von der Hornhaut abgetragen (ablatiert) wird (vgl. T. Seiler und J. Wollensak in LASERS AND LIGHT IN OPHTHALMOLOGY, Vol. 5, Nr. 4, S.199-203, 1993). Gemäß diesem Stand der Technik wird also für ein gegebenes Patientenauge mit einem bestimmten Dioptrie-Wert die Laserstrahlung so über die Hornhaut (Cornea) geführt, daß ein vorgegebenes Ablationsprofil abgetragen wird, zum Beispiel entsprechend einer Parabel bei einer Myopiekorrektur. Mit anderen Worten: das Ablationsprofil ist nur gemäß dem Dioptrie-Wert an das individuelle Auge angepaßt nicht aber gemäß lokalen Unregelmäßigkeiten des optischen Systems "Auge".

Auch der Aufsatz von J.K. Shimmick, W.B. Telfair et al. in JOURNAL OF REFRACTIVE SURGERY, Vol. 13, Mai/Juni 1997, S. 235-245, beschreibt die Korrektur von Sehfehlern niederer Ordnung mittels photorefraktiver Keratektomie, wobei die Photoablationsprofile theoretischen Parabelformen entsprechen. Es wurde darüber hinaus dort nur vorgeschlagen, einige empirische Korrekturfaktoren in das Ablationsprofil einzufügen, die der Wechselwirkung zwischen Laser und Gewebe Rechnung tragen, um im Ergebnis eine paraboloidförmige Abtragung auf dem Auge zu erreichen.

Ein besonderes Problem bei der photorefraktiven Keratektomie und LASIK ist die relative Positionierung von Laserstrahl und Auge. Der Stand der Technik kennt verschiedene Verfahren hierfür, so zum Beispiel sogenannte "Eye-tracker", d.h. Einrichtungen, die Bewegungen des Auges ermitteln, um dann den für die Ablation verwendeten Laserstrahl entsprechend den Augenbewegungen zu steuern (nachzuführen). Den Stand der Technik hierzu beschreibt zum Beispiel die DE 197 02 335 C1.

Wie vorstehend erwähnt ist, sind die Verfahren der photorefraktiven Hornhautchirurgie des Standes der Technik zur Korrektur von Fehlsichtigkeit niederer Ordnung im wesentlichen "Pauschalverfahren" in dem Sinne, daß die Korrektur auf den (pauschalen) Dioptrie-Wert des Auges abstellt. Die Korrektur derartiger Fehlsichtigkeit niederer Ordnung kann zum Beispiel mit sphärischen oder astigmatischen Linsen oder auch eben mit einer photorefraktiven Korrektur der Hornhaut erfolgen.

Allerdings wird die optische Abbildung im Auge nicht nur durch die genannten Fehlsichtigkeiten niederer Ordnung beeinträchtigt, sondern auch durch sogenannte Bildfehler höherer Ordnung. Solche Bildfehler höherer Ordnung treten insbesondere auf nach operativen Eingriffen an der Hornhaut und innerhalb des Auges (Katarakt-Operationen). Solche optischen Aberrationen können die Ursache dafür sein, daß trotz einer ärztlichen Korrektur eines Fehlers niederer Ordnung die volle Sehschärfe (Visus) nicht erreicht wird. P. Mierdel, H.-E. Krinke, W. Wigand, M. Kaemmerer und T. Seiler beschreiben in DER OPHTALMOLOGE, Nr. 6, 1997, S.441 eine Messanordnung zur Bestimmung der Aberration des menschlichen Auges. Mit einer solchen Messanordnung können Aberrationen (Abbildungsfehler) für monochromatisches Licht gemessen werden, und zwar nicht nur durch die Hornhaut bedingte Aberrationen, sondern es können die vom gesamten okularen Abbildungssystem des Auges verursachten Abbildungsfehler gemessen werden, und zwar ortsabhängig, d.h. mit einer bestimmten Auflösung kann für gegebene Orte innerhalb der Pupille des Auges bestimmt werden, wie groß an dieser Stelle der Abbildungsfehler des gesamten optischen Systems des zu korrigierenden Auges ist. Derartige Abbildungsfehler des Auges werden in der vorstehend zitierten Arbeit von P. Mierdel et al. als sogenannte Wellenfrontaberration mathematisch beschrieben. Man versteht unter einer Wellenfrontaberration den räumlichen Verlauf des Abstands zwischen der realen Lichtwellenfront eines zentralen Lichtpunktes und einer Referenzfläche, wie z. B. ihrer idealen, kugelförmigen Gestalt. Als räumliches Bezugssystem dient also z. B. die Kugeloberfläche der idealen Wellenfront. Als Bezugssystem für

die Aberrationsmessung wird eine Ebene gewählt, wenn die zu vermessende ideale Wellenfront eben ist.

Das Messprinzip gemäß der genannten Arbeit von P. Mierdel, T. Seiler et al. wird auch bei der PCT/EP00/00827 eingesetzt. Es beinhaltet im wesentlichen, daß ein Parallelstrahlbündel hinreichenden Durchmessers durch eine Lochmaske in getrennte parallele Einzelstrahlen aufgeteilt wird. Diese Einzelstrahlen durchlaufen eine Sammellinse (sogenannte Aberroskoplense) und werden dadurch beim emmetropen Auge in einem bestimmten Abstand vor der Retina fokussiert. Die Folge sind gut sichtbare Projektionen der Maskenlöcher auf der Retina. Dieses retinale Lichtpunktmuster wird nach dem Prinzip der indirekten Ophthalmoskopie auf die Sensorfläche einer CCD-Videocamera abgebildet. Im aberrationsfreien idealen Auge ist das abgebildete Lichtpunktmuster unverzerrt und entspricht genau dem Lochmaskenmuster. Ist aber eine Aberration gegeben, kommt es zu individuellen Verschiebungen jedes Musterpunktes, weil jeder Einzelstrahl einen bestimmten Hornhaut- bzw. Pupillenbereich durchläuft und gemäß der irregulären optischen Wirkung eine Abweichung vom idealen Verlauf erfährt. Aus den retinalen Musterpunktverschiebungen wird schließlich die Wellenfrontaberration mit einem Näherungsverfahren als Ortsfunktion über der Pupillenfläche ermittelt. Der genannte Stand der Technik beschreibt auch die mathematische Darstellung dieser Wellenfrontaberration in Form eines sogenannten "Wellenfrontaberrationsgebirges". Dieses "Wellenfrontaberrationsgebirge" gibt über jedem Pupillenort (x-y Koordinaten) einen Wert für die Wellenfrontaberration  $W(x,y)$  an, der dann als Höhe über den x-y Koordinaten aufgetragen ist. Je höher das "Gebirge" ist, um so größer sind die Abbildungsverzerrungen im Auge an dem jeweiligen Pupillenort. Für jeden einfallenden Lichtstrahl besteht in erster Näherung eine Proportionalität zwischen der gemessenen Abweichung des entsprechenden retinalen Lichtpunktes von seiner idealen Position und der Steilheit des "Wellenfrontaberrationsgebirges". Somit kann daraus die Wellenfrontaberration als Ortsfunktion, bezogen auf einen willkürlichen Referenzwert auf der optischen Achse des Systems, bestimmt werden. Ideale, im

Regelfall unverzernte Lichtpunktpositionen auf der Retina, die den Referenzwert liefern können, sind zum Beispiel vier zentrale Punkte mit geringem gegenseitigen Abstand. Solche Punkte repräsentieren eine zentrale Hornhaut-Pupillen-Zone von etwa 1 bis 2 mm Durchmesser, die erfahrungsgemäß als weitgehend frei von Bildfehlern höherer Ordnung angenommen werden kann.

Das "Wellenfrontaberrationsgebirge" kann in verschiedener Weise mathematisch mit Hilfe eines geschlossenen Ausdruckes (einer Funktion) dargestellt werden. In Betracht kommen z. B. Approximationen in Form einer Summe von Taylor- oder auch insbesondere Zernike-Polynomen. Die Zernike-Polynome haben den Vorteil, daß ihre Koeffizienten einen direkten Bezug zu den allgemein bekannten Bildfehlern (Öffnungsfehler, Koma, Astigmatismus, Verzeichnung) haben. Die Zernike-Polynome sind ein Satz vollständig orthogonaler Funktionen. In einem Aufsatz von J. Liang, B. Grimm, S. Goelz und J. F. Bille, "Objective Measurement of Wave Aberrations of the Human Eye with the use of a Hartmann-Shack Wave-Front Sensor", *Optical Society of America*, 11(7):1949-1957, Juli 1994, wird gezeigt, wie die Wellenfront (bzw. Wellenfrontaberration) aus den Gitterpunktverschiebungen berechnet werden kann. Aus der Bestimmung der Ableitungsfunktion der Wellenfront läßt sich so die eigentliche Wellenfront ermitteln. Die Wellenfront ergibt sich als Lösung eines Gleichungssystems. Auch der Aufsatz von H. C. Howland und B. Howland, "A Subjective Method for the Measurement of Monochromatic Aberrations of the Eye", *Journal of the Optical Society of America*, 67(11):1508-1518, November 1977, beschreibt ein Verfahren zum Bestimmen der monochromatischen Aberration und die Ermittlung der ersten fünfzehn Taylor-Koeffizienten.

Die in der oben genannten PCT/EP00/00827 vorgestellte Vorrichtung für die photorefraktive Hornhautchirurgie bei Sehfehlern höherer Ordnung weist die folgenden Einrichtungen auf:



- ein Aberroskop zum Messen der Wellenfrontaberration des gesamten optischen Systems des zu korrigierenden Auges in bezug auf eine bestimmte Augenposition,
- Mittel zum Ableiten eines Photoablationsprofils aus der gemessenen Wellenfrontaberration derart, daß eine Photoablation gemäß dem Photoablationsprofil die Wellenfrontaberration des behandelten Auges minimiert, und
- eine Laserstrahlungsquelle und Mittel zum Steuern der Laserstrahlung in Bezug auf die bestimmte Augenposition zur Abtragung des Photoablationsprofils.

Auch, wenn diese Vorrichtung gegenüber den Vorgängerlösungen bedeutende Verbesserungen hervorbrachte, erwies sich, daß die Behandlungserfolge in einigen Fällen nicht so gut waren, wie es bei der Genauigkeit, mit der das Photoablationsprofil erstellt wurde, zu erwarten gewesen wäre.

Es ist demgegenüber Aufgabe der vorliegenden Erfindung, einen Weg aufzuzeigen, wie noch bessere Behandlungserfolge erzielt werden können.

Der Erfindung liegt die Erkenntnis zugrunde, daß im Stand der Technik zwar ein sehr genaues Ablationsprofil ermittelt wurde, daß aber bei der Durchführung der Ablation vereinfachend davon ausgegangen wurde, daß der Laserstrahl an jeder Stelle der Hornhaut eine gleichmäßige Abtragung bewirkt. Der Laserstrahl trifft aber unter unterschiedlichen Winkeln auf die verschiedenen Stellen auf der Hornhaut auf. Dies hat zwei Folgen: zum einen verändert sich die Dichte der auf der Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlenergie mit diesem Winkel, zum anderen wird von der auftreffenden Laserstrahlung je nach Winkel ein unterschiedlich großer Anteil reflektiert.

Entsprechend stellt die Erfindung ein Verfahren zum Erzeugen eines Steuerprogramms der eingangs genannten Gattung bereit, bei dem bei der Erzeugung des Steuerprogramms der Einfluß des Winkels zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche auf die Ener-

giedichte des auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlspots berücksichtigt wird.

5 Alternativ oder zusätzlich wird berücksichtigt, daß ein Anteil der auf die Hornhautoberfläche auftreffenden Laserstrahlenergie wegreflektiert wird.

Vorzugsweise werden dabei nachfolgend ausführlicher beschriebene Formeln verwendet.

10 Die Erfindung ist auch dann anwendbar, wenn nicht nur ein Laserstrahlspot auf die Hornhaut gestrahlt wird, sondern ein ganzes Laserstrahlprofil, wie bei der eingangs genannten Vollarabtragung und bei der Schlitzabtastung.

15 Außerdem betrifft die Erfindung einen Programmträger und auch einen elektronischen Rechner zum Ausgeben von Steuersignalen für die Steuerung eines Laserstrahls, wobei der Rechner mit einem gemäß dem genannten Verfahren erzeugten Steuerprogramm programmiert ist und dieses bei der Ausgabe der Steuersignale ausführt.

Außerdem betrifft die Erfindung eine Vorrichtung für die photo-refraktive Hornhautchirurgie des Auges zur Korrektur von Sehfehlern mit:

- 25 - einer Einrichtung zum Vermessen des optischen Systems des zu korrigierenden Auges,  
- Mitteln zum Ableiten eines Ablationsprofils aus den gemessenen Werten,  
- einer Laserstrahlungsquelle und Mitteln zum Steuern der  
30 Laserstrahlung, wobei die Mittel zum Steuern einen elektronischen Rechner umfassen, der ein Steuerprogramm ausführt, das nach dem erfindungsgemäßen Verfahren erzeugt wurde.

35 Nachfolgend wird ein Ausführungsbeispiel der Erfindung an Hand der Zeichnungen näher erläutert. Es zeigt:

Figur 1 schematisch die Wellenfrontaberration;

Figur 2                    schematisch ein Aberroskop zum Messen der Wellenfrontaberration des gesamten optischen Systems eines zu behandelnden Auges;

5    Figur 3                    schematisch eine Meß- und Steueranordnung zum Durchführen einer photorefraktiven Keratektomie des Auges mit Mitteln zum Ableiten eines Photoablationsprofils und Mitteln zum Steuern der Laserstrahlung;

10    Figur 4                    die Abhängigkeit der Ablationstiefe von der Strahlenergiedichte;

15    Figur 5                    schematisch die Oberfläche der Hornhaut mit auf der Oberfläche auftreffendem Laserstrahlspot und mit eingezeichneten Achsen;

20    Figur 6                    die Abhängigkeit eines ersten Korrekturfaktors vom Abstand  $r$  des Auftreffpunkts des Laserstrahlspotmittelpunkts auf der Hornhaut zur  $z$ -Achse für verschiedene Radien  $R$  der Hornhaut;

25    Figur 7                    schematisch die Oberfläche der Hornhaut und den im Winkel  $\alpha$ , einfallenden Laserstrahl;

30    Figur 8                    die Abhängigkeit eines zweiten Korrekturfaktors vom Abstand  $r$  des Auftreffpunkts des Laserstrahlspotmittelpunkts auf der Hornhaut zur  $z$ -Achse verschiedene Radien  $R$  der Hornhaut;

35    Figur 9                    die Abhängigkeit eines kombinierten Korrekturfaktors für die Ablationstiefe vom Abstand  $r$  des Auftreffpunkts des Laserstrahlspotmittelpunkts auf der Hornhaut zur  $z$ -Achse für verschiedene Radien  $R$  der Hornhaut

Figur 10 die Abhängigkeit des Verhältnisses von dem Abstand, bei dem die Dichte der auf der Hornhautoberfläche auftreffenden, nicht reflektierten Energie 80 % beträgt, zu dem Abstand, bei dem sie 0 ist, von der Strahlenergiedichte des einfallenden Laserstrahls;

Figur 11 schematisch den Strahlverlauf bei nicht zentriertem Auftreffen des Laserstrahlspots;

Figur 12 die Abhängigkeit des kombinierten Korrekturfaktors für die Ablationstiefe von dem Abstand  $r$  des Auftreffpunkts des Laserstrahlspotmittelpunkts auf der Hornhaut von der in Figur 11 gezeigten  $z$ -Achse bei unterschiedlichem Ausmaß der Dezentrierung  $r_v$  bei einem Krümmungsradius von  $R = 7,8$  mm und einer Strahlenergiedichte des einfallenden Laserstrahls von  $F = 150$  mJ/cm<sup>2</sup>.

Figur 1 zeigt schematisch die oben bereits erläuterte Wellenfrontaberration eines Auges, d. h. die Abweichung der realen, asphärischen Wellenfront von der idealen Wellenfront. A ist die optische Achse des Systems und F der Brennpunkt, letzteres hier auch der gedachte Ausgangspunkt der Strahlung im Falle einer idealen Wellenfront.

Figur 2 zeigt schematisch das optische Schema eines Video-Aberroskops zur Messung der Wellenfrontaberration eines Auges 10. Das grüne Licht eines HeNe-Lasers (543 nm) wird auf einen Durchmesser von etwa 12 mm aufgeweitet und anschließend mittels einer Lochmaske 12, in der eine Vielzahl äquidistanter Löcher ausgebildet sind, in eine entsprechende Anzahl paralleler Einzelstrahlen aufgeteilt. Gemäß Figur 2 verlaufen diese Einzelstrahlen, die nur schematisch durch punktierte Linien angedeutet sind, parallel zur optischen Achse A des Systems. Durch eine Aberroskoplinsse 14 (Sammellinsse) vor dem Auge 10 werden diese Strahlen so gebrochen, daß sie in einem bestimmten Abstand vor

der Netzhaut 20 fokussiert werden (Fokus F). Bei einem recht-  
sichtigen Auge hat die Aberroskoplinsse z. B. einen Brechwert von  
+4dpt. Im aberrationsfreien Idealaugc entsteht auf diese Weise  
ein völlig unverzerrtes Lichtpunktmuster auf der Netzhaut 20.  
5 Die Pupille ist mit dem Bezugszeichen 18 angedeutet.

Weist das Auge 10 jedoch eine Aberration auf, so werden die  
Musterpunkte entsprechend den Abbildungsfehlern verschoben, da  
jeder Einzelstrahl nur einen ganz bestimmten Ort der Pupille 18  
10 passiert und gemäß den irregulären optischen Wirkungen eine Ab-  
weichung vom idealen Verlauf erfährt. Diese Abweichung vom idea-  
len Verlauf entspricht dem optischen Abbildungsfehler des gesam-  
ten optischen Systems des Auges 10 bezüglich eines Lichtstrahls,  
der den bestimmten Ort innerhalb der Pupille passiert. Auf der  
15 Hornhaut haben die Einzelstrahlen z. B. in x- und y-Richtung  
einen konstanten Abstand von 1,0 mm und ihr Durchmesser beträgt  
beispielhaft etwa 0,5 mm. Das gesamte parallele Meßstrahlbündel  
hat auf der Hornhaut z. B. eine Abmessung von 8 x 8 mm.

20 Mittels eines Halbspiegels 16 wird das auf der Netzhaut 20 er-  
zeugte Lichtpunktmuster über eine Ophthalmoskoplinsse 22 und ein  
Objektiv 24 für das Netzhautbild auf eine Sensorfläche 28 einer  
Festkörper-Bildkamera (CCD-Kamera) abgebildet, um das entstehen-  
de Lichtpunktmuster rechnerisch zu verarbeiten. Die Abweichungen  
25 der Orte der Lichtpunkte, bezogen auf die äquidistante, regelmä-  
ßige Struktur des fehlerfreien Auges, ergibt die Möglichkeit,  
die Wellenfrontaberration  $W(x, y)$  als Ortsfunktion über die  
Pupillenfläche des Auges zu ermitteln. Die Ortsfunktion kann  
mittels eines Satzes von Polynomen approximiert werden, z. B.  
30 Taylor-Polynomen oder Zernike-Polynomen. Die Zernike-Polynome  
werden hier bevorzugt, weil ihre Koeffizienten  $C_i$  den Vorteil  
eines direkten Bezuges zu den Bildfehlern haben, wie Öffnungs-  
fehler, Koma, Astigmatismus, Verzeichnung. Mit den Zernike-  
Polynomen  $Z_i(x, y)$  läßt sich die Wellenfrontaberration  $W$  wie  
35 folgt darstellen:

$$W(x,y) = \sum_i C_i \times Z_i(x,y).$$

Mit  $(x,y)$  sind die kartesischen Koordinaten in der Pupillenebene bezeichnet.

5

Mit der Bestimmung von z. B. den ersten 14 Koeffizienten  $C_i$  ( $i = 1, 2, \dots, 14$ ) der Zernike-Polynome ist eine hinreichend genaue Beschreibung der Wellenfrontaberration  $W(x,y)$  als Funktion der Ortskoordinaten der freien Pupillenfläche möglich. Auf diese Weise ergibt sich ein sog. Wellenfrontaberrationsgebirge, d. h. in einer dreidimensionalen Darstellung eine Funktion über den Ortskoordinaten  $x,y$ , die den jeweils lokalen Abbildungsfehler angibt. Außer den Zernike-Polynomen können auch andere Möglichkeiten gewählt werden, die Wellenfront mathematisch zu beschreiben, z. B. Taylor-Reihen. Die Zernike-Polynome sind nur das hier gewählte Ausführungsbeispiel.

10

15

20

25

30

Aus dieser Wellenfrontaberration  $W(x,y)$  wird mittels eines Rechners 48 (Figur 3) ein sog. Photoablationsprofil berechnet. Der Rechner ermittelt also letztlich aus dem Lichtpunktmuster die Wellenfrontaberration in Form einer bestimmten Anzahl von Zernike-Koeffizienten und dann aus der Wellenfrontaberration ein Photoablationsprofil, d. h. Daten darüber, bis zu welcher Tiefe am jeweiligen Pupillenort die Hornhaut abgetragen (ablatiert) werden muß, um die Wellenfrontaberration zu verkleinern. Das Ablationsprofil, also die Schichtstärke des abzutragenden Materials in Abhängigkeit vom Ort ( $X$ - $Y$ -Koordinaten) kann auf verschiedene Weise aus der Wellenfront (Aberration) bestimmt werden:

Grundsätzlich erfolgt die Berechnung des Ablationsprofils für ein zu korrigierendes Auge mit einem entsprechenden Augenmodell.

35

Dazu wird die Wellenfrontaberration auf die Hornhautoberfläche unter Berücksichtigung der geometrischen Eigenschaften des Auges, wie z. B. der Hornhautdicke, Abstand zwischen Hornhaurückfläche und Linsenvorderfläche, Abstand zwischen Linsenvor-

derfläche und Linsenrückfläche, Abstand zwischen Linsenrückfläche und Netzhaut, mathematisch projiziert. Weiterhin werden bei der Berechnung des Ablationsprofils die Brechungsindizes der einzelnen optischen Elemente des Auges berücksichtigt. Die Wellenfront beschreibt im wesentlichen die Laufzeitunterschiede des Lichts, d. h. die optische Wegstrecke. Dividiert man die optische Wegstrecke durch den Brechungsindex, so erhält man den geometrischen Weg. Es läßt sich somit aus der Projektion der Wellenfront auf die Hornhaut das zugehörige Ablationsprofil ableiten. In der Art einer Iteration wird an der gegebenen Stelle der Hornhaut eine Ablationstiefe (bei LASIK entsprechend eine Tiefe des im Stroma ablatierten Materials) mathematisch angenommen und berechnet, wie sich eine solche Ablation auf die Laufzeitunterschiede der Strahlen auswirken würde. Ziel ist eine Angleichung der Laufzeiten der Strahlen an allen Orten der Hornhaut derart, daß die Wellenfrontaberration möglichst gering wird. Dabei muß berücksichtigt werden, daß die Wellenfront auch Werte annehmen kann, die in ihrer physikalischen Bedeutung einen Auftrag von Gewebe bedeuten (d. h. eine Verstärkung der Hornhaut), was in der Regel nicht möglich ist. Deshalb muß das Ablationsprofil entsprechend angepaßt werden, d. h. insgesamt so verschoben werden, daß nur durch Ablation (Abtrag) von Gewebe das gewünschte Zielfprofil der Hornhaut erreicht wird.

Die Wellenfrontaberration läßt sich nicht nur in der Pupillenebene (Eintrittspupille; englisch: entrance pupil) berechnen, sondern auch direkt an der Hornhaut. Unter Berücksichtigung der entsprechenden Brechungsindizes ergibt sich somit das eigentliche Ablationsprofil für einen bestimmten Pupillendurchmesser.

Eine Korrektur der für die Ermittlung des Ablationsprofils verwendeten Wellenfrontaberration  $W(x,y)$  wird dahingehend vorgenommen, daß der Heilungsprozeß des Auges nach der Operation mitberücksichtigt wird. Der Heilungsprozeß hat nämlich eine Änderung der optischen Eigenschaften des Auges zur Folge hat und daß zur Erzielung bester Ergebnisse diese Änderungen bei der zugrundege-

legten Wellenfrontaberration berücksichtigt werden sollten. Dies geschieht wie folgt:

In die obige Gleichung, in der die Wellenfrontaberration  $W(x,y)$  als Summe von Zernike-Polynomen  $Z_i(x,y)$  dargestellt ist, werden  
5 sog. Korrekturfaktoren ("fudge factors")  $A_i$  eingeführt:

$$W(x,y) = \sum_{i=0}^n A_i \times C_i \times Z_i(x,y)$$

Im Vergleich zur obigen Formel sind in der Summe von Zernike-Koeffizienten und Zernike-Polynomen jeweils Korrekturfaktoren  $A_i$  hinzugefügt worden, die empirisch dem Wundheilungsprozeß Rechnung tragen. Mit anderen Worten: Die vorstehende Funktion  $W(x,y)$   
15 beschreibt die zu korrigierende Wellenfront am Auge unter Berücksichtigung von postoperativen Änderungen einzelner optischer Bildfehler ( $Z_i$ ) durch die Wundheilung. Dabei sind insbesondere klinisch relevant die Zernike-Koeffizienten von nullter bis  
20 achter Ordnung. Die Polynom-Koeffizienten  $C_i$  beschreiben, wie oben bereits erläutert ist, die Größe des Bildfehlers aus der beschriebenen Messung.

Es hat sich empirisch gezeigt, daß der klinisch relevante Wertebereich der Korrekturfaktoren  $A_i$  im Bereich von -1000 bis 0 bis +1000 liegt. Es wurde weiter empirisch ermittelt, daß die klinischen Korrekturfaktoren  $A_i$  für jeden Koeffizienten  $C_i$  unterschiedliche Werte annehmen.  $A_i$  ist also eine Funktion von  $C_i$ . Diese funktionale Abhängigkeit  $A_i = f_i(C_i)$  ist unterschiedlich  
30 für die einzelnen Koeffizienten  $C_i$ , d. h. die Funktion  $f_i$  hat verschiedene Verläufe für die einzelnen Koeffizienten  $C_i$ .

Es hat sich weiter gezeigt, daß die Funktion  $A_i = f_i(C_i)$  weiterhin vom jeweils verwendeten therapeutischen Lasersystem abhängig ist, da der postoperative Heilungsverlauf auch vom jeweils verwendeten Lasersystem selbst abhängig ist. Dies bedeutet, es können in der Regel keine allgemein gültigen (abstrak-



ten) Daten oder Algorithmen für die klinischen Korrekturfaktoren  $A_i$  angegeben werden, vielmehr müssen diese Korrekturfaktoren empirisch (experimentell) klinisch für das jeweils verwendete Lasersystem ermittelt werden, wobei der oben angegebene typische Wertebereich von -1000 über 0 bis +1000 gilt, insbesondere für das hier verwendete Lasersystem der Firma WaveLight, Erlangen, Deutschland.

Wie gesagt, können aufgrund der Wellenfrontaberration ermittelte Ablationsprofile, wenn die vorstehend genannten Korrekturfaktoren  $A_i$  nicht verwendet werden, zu einer Überbewertung oder Unterbewertung einzelner Bildfehler aufgrund der Wundheilung nach dem refraktiven Eingriff führen, bei LASIK also u. a. das Anheilen des zurückgeklappten Scheibchens ("flap"). Z. B. muß für die Korrektur eines Komas von etwa  $Z_7 = 0,3 \mu\text{m}$  ein Koma von  $Z_7 = 0,5 \mu\text{m}$  von der Hornhaut abgetragen werden, damit nach dem Abschluß der Wundheilung (z. B. Epithelschluß, ca. 7 Tage) ein  $Z_7 = 0$  resultiert ("Z" steht hier für den Zernike-Koeffizienten als Beispiel).

Die gemäß obiger Vorgabe ermittelten Korrekturfaktoren  $A_i$  werden im Rechner abgelegt und das Computerprogramm arbeitete sie (automatisch) in das letztlich zur Anwendung kommende Ablationsprofil ein.

Alternativ zur vorstehend beschriebenen Berechnung des Ablationsprofils aus der Wellenfrontaberration kann das Ablationsprofil auch direkt aus einer Projektion von Punkten auf die Hornhaut und die Netzhaut berechnet werden. Fällt ein Lichtstrahl mit bekannten Einfallswinkeln und Koordinatenpunkten auf die Hornhaut und dann in das Auge, so wird dieser Lichtstrahl entsprechend den optischen Eigenschaften des Auges auf der Netzhaut abgebildet. Da die Position des Lichtstrahls auf der Hornhaut und die Einfallswinkel des Strahls bekannt sind, läßt sich durch

~~Messung der Position des Lichtstrahls auf der Netzhaut der~~  
optische Strahlengang reproduzieren. Wird dabei festgestellt, daß die Position des Lichtstrahls auf der Netzhaut von der

Sollposition abweicht (die Sollposition bedeutet eine aberrationsfreie Abbildung), so läßt sich aus der Positionsabweichung die Aberration ermitteln. Das Licht wird entsprechend der geometrischen Krümmung der Oberfläche der Hornhaut und den weiteren Aberrationsfehlern des Systems "Auge" gebrochen. Die vorstehend genannte Positionsabweichung des Lichtstrahls auf der Netzhaut kann durch eine entsprechende Änderung des Lichteinfallswinkels ausgedrückt werden. Der Lichteinfallswinkel ist proportional zur Ableitungsfunktion der Oberfläche der Hornhaut. Durch iteratives Vorgehen kann aus der Positionsverschiebung des Lichtstrahls auf der Netzhaut und der damit verbundenen Änderung des Lichteinfallswinkels auf eine (krankhafte) Änderung der Krümmung der Hornhautoberfläche geschlossen werden. Die Änderung der Krümmung der Hornhautoberfläche beschreibt also die Ableitungsfunktion des (gesuchten) Ablationsprofils. Wird dieses Verfahren mit einer ausreichenden Anzahl von Lichtstrahlen an unterschiedlichen Punkten des Auges durchgeführt (z. B. durch Projektion eines Gitters auf die Hornhaut), läßt sich die gesamte Ableitungsfunktion des (gesuchten) Ablationsprofils bestimmen. Hieraus kann dann mit bekannten mathematischen Verfahren (z. B. Spline-Interpolation und anschließende Integration) das Ablationsprofil berechnen.

Es hat sich gezeigt, daß Ablationsprofile, die mit Wellenfrontmessungen gewonnen worden sind, in einigen Fällen eine sog. Übergangszone erforderlich machen, weil ohne eine solche Übergangszone unter Umständen am Rand des Ablationsprofils ein bestimmter Rest an Material stehen bliebe, d. h. es würde sich auf der Hornhaut eine Stufe ergeben. Um eine derartige Stufe zu vermeiden, wird eine ca. 0,5 mm bis 3 mm breite Übergangszone um das Ablationsprofil herum nach außen hin vorgesehen, um eine glatte, stufenlose Fläche auf der gesamten Hornhaut zu gewährleisten.

Figur 3 zeigt schematisch das Rechner- und Steuersystem zur Durchführung einer Photoablation gemäß dem errechneten Photo-

ablationsprofil. Die Photoablation erfolgt sowohl oberflächlich auf der Hornhaut als auch intra-stromal.

Als Laser 30 für die Photoablation kommt insbesondere in Betracht ein Excimerlaser (193 nm). Ebenfalls in Betracht kommen insbesondere Er:YAG-Festkörperlaser mit einer Wellenlänge von 2,94  $\mu\text{m}$  und UV-Festkörperlaser (z.B. Nd:YAG mit 213 nm).

Die Laserstrahlung wird mittels eines galvanometrischen Abtasters (Scanner) 32 umgelenkt und der umgelenkte Laserstrahl wird auf das Auge 10 gerichtet.

Koaxial mit dem Laserstrahl 34 wird ein weiterer Strahl einer sog. Positionierlichtquelle 36 auf das Auge 10 gerichtet. Der Strahl 50 der Positionierlichtquelle 36 definiert eine Bezugssachse A, die im Raum ortsfest ist.

Im Realfall bewegt sich das Auge 10 in Bezug auf die Achse A. Um bei derartigen Bewegungen den Bearbeitungsstrahl 34 und entsprechend das abzuarbeitende Ablationsprofil den Bewegungen des Auges anzupassen (nachzuführen) wird das Auge mit Infrarotstrahlung (nicht gezeigt) beleuchtet, und mittels der CCD-Kamera 28 werden Bilder aufgenommen mit einer bestimmten Bildfolgefrequenz. Die Bildstrahlung 42 des Auges erzeugt also in der CCD-Kamera 28 Bilder, die elektronisch verarbeitet werden. Das elektronische Ausgangssignal 44 der Kamera 28 wird einer Bildverarbeitungseinrichtung 40 zugeführt, und das Ergebnis der Bildverarbeitung wird in einen Rechner 48 eingegeben, der sowohl die Auswertung als auch die Steuerung des Scanners 32 übernimmt. Der Rechner 48 gibt also ein entsprechendes Stellsignal 46 an den Scanner (Abtaster) 32, so daß der Laserstrahl 34 so gesteuert wird, daß in Bezug auf eine bestimmte Augenposition, in Bezug auf die auch die Wellenfrontablation gemessen worden ist, auch das Ablationsprofil abgearbeitet wird. Auf diese Weise können die optischen Fehler des gesamten Auges durch Photoablation der Hornhaut korrigiert werden. Das hier im vorstehenden Sinne abgearbeitete Ablationsprofil ist das aus der Wel-

lenfrontmessung gewonnene und um die oben erläuterten empirischen Korrekturfaktoren aufgrund der Wundheilung abgeänderte Ablationsprofil.

5 Die bisher beschriebene Vorrichtung ist auch der PCT/EP00/00827 zu entnehmen. Damit das so aufwendig errechnete Photoablationsprofil auch umgesetzt wird, wird nun der Rechner 48 gemäß der vorliegenden Erfindung so programmiert, daß der Einfluß des Winkels zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche auf die  
10 Ablationstiefe berücksichtigt wird.

Wie bereits erwähnt, spielen dabei zwei Faktoren eine Rolle:

- 1) Der Laserstrahlspot (Laserstrahlfleck) verändert seine Größe und Form winkelabhängig beim Auftreffen auf eine gekrümmte  
15 Oberfläche, wodurch sich die Energiedichte des auftreffenden Laserstrahls verändert, und
- 2) je nach dem Winkel zwischen dem Laserstrahl und der Hornhautoberfläche wird ein unterschiedlicher Anteil der auftreffenden Energie des Lasers wegreflektiert.

20 Somit verringert sich die wirksame, d.h. die ablatierende Energiedichte in Abhängigkeit vom Winkel zwischen Laserstrahl und Hornhautoberfläche.

25

#### Abhängigkeit der Ablationstiefe von der wirksamen Energiedichte

30 Zunächst muß daher untersucht werden, wie sich die unterschiedliche wirksame Energiedichte auf die Ablationstiefe auswirkt.

Dies ist in Figur 4 dargestellt. Die quadratischen Punkte stehen dabei für gemessene Werte bei Laserpulsen einer bestimmten Dauer (für eine Laserstrahlung eines ArF-Excimerlasers mit 193 nm  
35 Wellenlänge). Man kann erkennen, daß die Ablationstiefe mit dem Logarithmus der wirksamen Strahlenergiedichte ansteigt. Die Ablationstiefe  $d$  folgt somit der Formel

$$d = m \cdot \ln \left( \frac{F}{F_{th}} \right), \quad (1)$$

wobei  $F$  die wirksame Strahlenergiedichte und  $F_{th}$  ein Energiedichtenschwellwert ist, ab dem überhaupt eine Ablation erst einsetzt. Der Faktor  $m$  ist eine Konstante. Entsprechend dieser Formel wurde die Kurve 52 gefittet. Der Energiedichtenschwellwert  $F_{th}$  ergab sich dabei zu  $50 \text{ mJ/cm}^2$ .

Die Tatsache, daß die Ablationstiefe in Abhängigkeit von der wirksamen Strahlenergiedichte einer solch einfachen Formel folgt, erleichtert eine numerische Verarbeitung in dem Rechner 48.

#### Auftreffende Energiedichte bei Auftreffen auf die gekrümmte Oberfläche

Im folgenden soll nun untersucht werden, wie sich die auftreffende Energiedichte in Abhängigkeit vom Ort des Auftreffens des Laserstrahlspots auf der Hornhaut ändert.

In Figur 5 ist schematisch die als sphärisch angenommene Hornhaut 54 gezeigt, auf die ein Laserstrahl 56 auftrifft. Hier ist zur Vereinfachung zunächst angenommen, daß der Laserstrahl 56 parallel zur  $z$ -Achse strahlt. Der Laserstrahlspot hat auf der Oberfläche der Hornhaut 54 eine Fläche  $A_{eff}$ .

Die Fläche  $A_{eff}$  kann nun in Abhängigkeit von den Koordinaten des Auftreffpunkts des Laserstrahlspotmittelpunkts auf der Hornhaut 54 berechnet werden.

Dabei sind nur zwei der Koordinaten unabhängig voneinander, die dritte Koordinate ergibt sich aus der Form der Oberfläche der Hornhaut 54. So gilt für die  $z$ -Koordinate in Abhängigkeit von den Koordinaten  $x$  und  $y$ :

$$z = f(x, y) = f(r) = \sqrt{R^2 - x^2 - y^2} = \sqrt{R^2 - r^2}. \quad (2)$$

Dabei ist R der Radius der Hornhauthalbsphäre.  $r = \sqrt{(X^2 + Y^2)}$  ist der Abstand von der z-Achse zum Auftreffpunkt 58 des Laserstrahlspotmittelpunkts.

5

Ist  $r_s$  der Radius des Laserstrahlspots vor dem Auftreffen auf der Hornhaut, so erhält man für  $A_{eff}(r)$ :

10

$$A_{eff}(r) \approx \int_{-\pi}^{\pi} \int_{\sqrt{r_s^2 - x^2}}^{\sqrt{r_s^2 - x^2} + r} \sqrt{1 + \left(\frac{d}{dx} f(x, y)\right)^2 + \left(\frac{d}{dy} f(x, y)\right)^2} dx dy. \quad (3)$$

(Diese Formel ergibt sich aus Kapitel F in: Höhere Mathematik griffbereit, Akademie-Verlag, Berlin, 1972, Seiten 638 bis 643.)

15 Somit ist die Fläche  $A_{eff}$  auf der Hornhaut 54 um einen Faktor  $k_l(r)$ ,

$$k_l(r) = \frac{A_{eff}(r)}{A_0} = \frac{A_{eff}(r)}{\pi \cdot r_s^2} \quad (4)$$

20 größer als die Fläche  $A_0$  eines senkrecht einfallenden Laserstrahlspots.

Die Strahlenergiedichte ist nun ja als Quotient aus der Pulsenergie des Lasers E und der bestrahlten Fläche A definiert, 25  $F = E/A$ . Somit verringert sich die Dichte der auf der Hornhautoberfläche auftreffenden Energie auf den Wert  $F/k_l(r)$  gegenüber der Energiedichte F des einfallenden Laserstrahlspots.

Somit läßt sich mit der bekannten logarithmischen Abhängigkeit 30 der Ablationstiefe von der wirksamen Strahlenergiedichte ein Korrekturfaktor  $kor_l(r)$  aufstellen, mit dem die bei senkrechtem Auftreffen des Laserstrahlspots erzielte Ablationstiefe multipliziert werden muß, um die Ablationstiefe zu erhalten, wie sie im Falle, wie er in Figur 5 dargestellt ist, erzielt wird. 35 Der erste Korrekturfaktor ergibt sich zu:

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No

PCT/EP 01/04978

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5425727	A	20-06-1995	US 5364388 A	15-11-1994
			US 5074859 A	24-12-1991
DE 19702335	C	27-08-1998	DE 19702335 C1	27-08-1998
WO 0150945	A	19-07-2001	WO 0150945 A2	19-07-2001

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (July 1992)

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP 01/04978

## A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES

IPK 7 A61F9/013

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)

IPK 7 A61F

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, WPI Data, PAJ, BIOSIS, COMPENDEX

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr
A	US 5 425 727 A (KOZIOL JEFFREY E) 20. Juni 1995 (1995-06-20) Spalte 1, Zeile 65 - Spalte 2, Zeile 7 Spalte 7, Zeile 5 - Zeile 27; Abbildung 3	1,7,10
A	DE 197 02 335 C (WAVELIGHT LASER TECHNOLOGIE GM) 27. August 1998 (1998-08-27) Zusammenfassung	1,10,14
E	WO 01 50945 A (LASERSIGHT TECHNOLOGIES INC) 19. Juli 2001 (2001-07-19) Seite 6, Zeile 17 - Seite 7, Zeile 28; Abbildung 1	1,10,14



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen

\*A\* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

\*E\* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist

\*L\* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

\*O\* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

\*P\* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

\*T\* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

\*X\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden

\*Y\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann nahelegend ist

\*G\* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

14. September 2001

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

21/09/2001

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde  
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Mayer, E



# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP 01/04978

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
US 5425727	A	20-06-1995	US	5364388 A	15-11-1994
			US	5074859 A	24-12-1991
DE 19702335	C	27-08-1998	DE	19702335 C1	27-08-1998
WO 0150945	A	19-07-2001	WO	0150945 A2	19-07-2001

Formblatt PCT/ISA/210 (Anhang Patentfamilie)(Juli 1992)

THIS PAGE BLANK (USPTO)

THIS PAGE BLANK